

ایمپلنت‌های دندانی و میکروبیوم دهان

مترجمین و مؤلفین

سید رضا موسویان فرد

(دبیر کمیته تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران)

ابولفضل عبدی

(دانشجوی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران)

محمد سجاد ترکمان

(عضو کمیته تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران)

زیر نظر:

دکتر آزاده اسماعیل نژاد

(هیئت علمی پرودنتولوژی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران)

مقدمه

ایمپلنت‌های دندانی به عنوان یکی از موفق‌ترین روش‌های جایگزینی دندان از دست رفته، توانسته‌اند تحولی اساسی در درمان‌های دندانپزشکی ایجاد کنند. با این حال، چالش‌های مرتبط با دیسبیوز میکروبیوم دهانی، به‌ویژه در نواحی اطراف ایمپلنت‌ها، اهمیت فزاینده‌ای پیدا کرده است. دیسبیوز، که به معنای عدم تعادل در ترکیب میکروبی طبیعی دهان است، می‌تواند به شرایط التهابی مانند موکوزیت اطراف ایمپلنت و پری‌ایمپلنتیت منجر شود.

میکروبیوم دهانی نقش حیاتی در حفظ سلامت دهان و دندان ایفا می‌کند، اما عوامل مختلفی مانند کاشت ایمپلنت‌ها، بهداشت ناکافی دهان و تغییرات در محیط زیستی دهان می‌توانند ترکیب طبیعی این میکروارگانیسم‌ها را مختل کنند. این اختلال باعث افزایش حضور باکتری‌های پاتوژنیک نظیر *Porphyromonas gingivalis* و *Fusobacterium nucleatum* می‌شود که از جمله عوامل اصلی در بروز عفونت‌های اطراف ایمپلنت هستند.

مطالعه‌ی عمیق رابطه بین ایمپلنت‌های دندانی و دیسبیوز میکروبیوم دهانی نه تنها به درک بهتر مکانیسم‌های مرتبط با بیماری‌های مرتبط کمک می‌کند، بلکه می‌تواند به توسعه روش‌های پیشگیری و درمان مؤثرتر منجر شود.

جهت ارتباط با مولف برای پیشنهادات و تبادل نظرات می‌توانید با این ادرس ایمیل در در ارتباط باشید:

dr.s.rezamousavianfard@gmail.com

فهرست مطالب

فصل ۱: نگاهی اجمالی بر ایمپلنت‌های دندانی.....	۵
فصل ۲: اساس میکروبی عفونت‌های پری‌ایمپلنتی.....	۱۷
فصل ۳: پاسخ ایمنی میزبان به ایمپلنت‌های دندانی.....	۳۴
فصل ۴: مدل‌های برون‌تنی و درون‌تنی برای درک عفونت‌های بیوفیلمی ایمپلنت.....	۴۹
فصل ۵: رویکردهای مدرن مدیریت بیوفیلم روی ایمپلنت‌های دندانی.....	۶۲
فصل ۶: پرینت ۳ بعدی، راهی به آینده.....	۷۴

نگاهی اجمالی بر ایمپلنت‌های دندان

۱-۱- معرفی ایمپلنت‌های پزشکی

ایمپلنت ابزاری مصنوعی است که قادر است اعمال بافتها و اندامهای بیولوژیکی را بازبانی کند یا ساختاری حمایتی برای بافتهای آسیب دیده فراهم آورد و یا به عنوان جایگزینی برای یک ساختار بیولوژیکی کامل که موجود نیست و یا به طور غیر قابل جبرانی آسیب دیده، عمل کند. از آنجایی که ایمپلنت‌ها نوعی ابزار مصنوعی هستند، باید دارای خصوصیت زیست سازگاری^۱ باشند، که یعنی مواد سازنده آن در بافت بدن انسان به صورت غیر تهاجمی و منفعل باقی بمانند. ماده‌ای سازگار و بهینه قادر است حتی محرکی برای تشکیل بافت ترمیمی در اطراف خود باشد و اتحاد موزونی از ساختار و عملکرد را به ارمغان آورد. ماده‌ای که زیست سازگار نیست توسط بدن به عنوان عاملی بیگانه شناخته خواهد شد و نهایتاً پاسخ ایمنی بدن را در پی خواهد داشت که در آن، بدن با وقوع نکرور بافتی و یا تحلیل استخوان حامل پروتز ایمپلنت، ماده را پس می زند.

ایمپلنت‌ها برای اهداف مختلفی قابل استفاده هستند که در کل می‌توان آنها را در دو وجه گسترده دسته بندی کرد: درمانی و زیبایی. خود کاربردهای درمانی ایمپلنت را می‌توان براساس هدف اولیه ایمپلنت، به چند دسته تقسیم کرد:

۱. پشتیبانی: مش‌های جراحی که ممکن است از جنس فلز (تیتانیوم) باشند و برای پشتیبانی از بافت سخت آسیب دیده از تروما استفاده شوند و یا می‌توانند سنتتیک باشند (پلی پروپیلن، پلی اتیلن ترفتالات، پلی تترا فلورو اتیلن و ماده‌ای جدیدتر یعنی پلی وینیلیدین فلوراید، نوعی مش غیر فیبری مقاوم در برابر تخریب هیدرولیک که رگ‌زایی^۲ را هم تحریک می‌کند).

۱- Biocompatibility: به این معنی است که ماده در بدن کمترین پاسخ ایمنی را ایجاد کند و به بافت آسیبی نرساند. سمیت سلولی، حساسیت‌زایی و تحریک‌زایی سه فاکتور اصلی هستند که باید قبل از ورود ماده به بدن به وسیله آنالیزهای شیمیایی، کشت سلول و مطالعات حیوانی بررسی شوند.

2- neo-angiogenesis

۲. جایگزینی: قلب مصنوعی، دریچه قلبی مصنوعی، استنت کروناری و ایمپلنت‌های دندان

۳. بهینه سازی: لنزهای درون چشمی، قطعات حلقه‌ای درون قرنیه‌ای، لوله میرنگوتومی، ایمپلنت حلزون گوش، ابزارهای تحریک عصبی، ضربان ساز، ایمپلنت الکتریکی، ابزارهای داخل رحمی و تحریک کننده (pacer) دیافراگم کارکردهای زیبایی ایمپلنت‌ها همانطور که از نامشان پیداست مرتبط با بهبود ظاهر افراد هستند و فقط بر اساس خواسته‌های شخصی هر فرد صورت به کار گرفته می‌شوند. کارکردهای زیبایی مختلف می‌توانند به شکل ایمپلنت‌های بینی، ایمپلنت‌های چشمی، ایمپلنت‌های پستانی، ایمپلنت‌های آلتی و فیلرهای تزریقی باشند که می‌توانند از جنس چربی پیوندی یا پلیمرهای مصنوعی همچون کلسیم هیدروکسید، پلیمتیل متاکریلات و پلیکپرولاکتون باشند. این لیست ذکر شده از پروتزها نمایانگر رایج‌ترین سناریوهاست و هدف از آن ارائه فهرستی جامع از اقسام مختلف ایمپلنت گذاری نمی‌باشد.

کارکرد جدیدتری از ایمپلنت‌ها، شامل رویکردی ترابشری^۳ می‌شود که در آن تجهیزاتی الکترونیک در بافت بیولوژیک فرد کاشته می‌شوند تا بتوان از محدودیت‌های بشری فراتر رفت. از این رویه با عنوان 'هک بدن'^۴ یاد می‌شود و افراد معدودی توانسته‌اند در کاشت ابزارهای الکترونیک کوچکی مانند چیپ‌های RFID در سیستم بیولوژیکی‌شان موفق شوند. برجسته‌ترین مثال از این موارد شامل کاشت مجموعه‌ای از الکترودها توسط کوین وارویک در سال ۲۰۰۵ و کاشت نوعی آنتن بر روی هنرمند انگلیسی نیل هاربیسون در سال ۲۰۰۲، می‌شود. کوین وارویک موفق شد مجموعه‌ای متشکل از ۱۰۰ الکترودها بر روی سیستم عصبی خود نصب کند. عملی مشابه بر روی همسر او صورت گرفت که متعاقباً ارتباط مستقیم بین دو سیستم عصبی را برای اولین بار ممکن

3- transhumanism

4- Body Hacking

ساخت. ادعا می‌شود آنتن کاشته شده بر هاربیسون منجر به افزایش دامنه حساسیت رنگی او می‌شود. با این حال لازم به ذکر است که نمی‌توان این تجربیات را توسط مستندات علمی معتبر پشتیبانی کرد و توسط هیچ یک از متخصصان حیطه علم پزشکی به عنوان رویکرد درمانی رایج توصیه نمی‌شوند.

در حال حاضر به منظور برآورده کردن نتایج مورد انتظار، ایمپلنت‌ها با استفاده از فلزات و پلیمرها به همراه انواع مختلفی از اصلاحات سطحی تولید می‌شوند. رایجترین فلزات مورد استفاده برای ساخت ایمپلنت‌ها تیتانیوم خالص (CpTi تجاری)، آلیاژ تیتانیوم، زیرکونیا، آلیاژ تیتانیوم-زیرکونیم، تانتال، استیل ضدزنگ و آلیاژ کبالت-کروم هستند. رایجترین پلیمرهای مورد استفاده برای ساخت ایمپلنت‌ها نیز شامل پلی‌پروپیلن، پلی‌امید، پلی‌متیل متاکریلات، پلی‌اتیلن ترفتالات، پلی‌تترافلئورواتیلن، پلی‌هیدروکسی آلکانواتها و پلی‌وینیلیدن فلوئوراید می‌شوند. شرح جامعی از مواد مورد استفاده در ساخت ایمپلنت‌ها در بخشهای متعاقب این فصل به تفصیل ارائه خواهد شد.

۲-۱: ایمپلنتولوژی دندانی

تا قبل از ظهور ایمپلنتولوژی دندانی رایج‌ترین گزینه‌های موجود برای بازبانی عملکرد دندانهای آسیب دیده، فرایند مضر تقلیل بافت دندان برای پروتز ثابت و یا فراهم کردن چارچوبی گسترده از جنس آکرلیک یا فلز برای پروتز متحرک، بودند. گزینه پروتز ثابت با درگیری چندین دندان برای جایگزین کردن یک دندان همراه بود که در صورت قرارگیری نامطلوب اباتمنت ملزم به درمان اندودنتیک می‌شد. گزینه پروتز متحرک نیز با مشکل حذف مرتب پروتز برای رعایت بهداشت و تطابق بیمار برای استفاده بهینه از چنین ابزاری درگیر بود. معرفی ایمپلنت‌های دندانی توسط پراینگوار برنمارک نشانگر آغاز انقلابی در رویکرد درمانی تهیه ترمیم‌های ثابت بود. ایده ابزاری مشابه ریشه دندان برای اتصال به بافت استخوانی زیرین، منجر به تغییر نگرش در بکارگیری هر دو نوع پروتزهای ثابت و متحرک به عنوان روشی برای جایگزینی دندان‌های ازدست رفته شد. این طرح جدید لزوم تقلیل دندان‌های مجاور برای پشتیبانی را رفع کرد و همچنین مزیت حفظ ارتفاع استخوان آلوئولار در هر جایی که ایمپلنت‌ها قرار دارند را به ارمان آورد. شواهد فزاینده‌ای از منابع علمی نشان می‌دهند که ایمپلنت‌ها روش ترمیمی معتبر و رضایتبخشی هستند که وابسته به بازه زمانی ترمیم، دارای نرخ موفقیتی بالغ بر ۹۲ تا

۹۵ درصد هستند. از مزایای دیگر ایمپلنت‌ها می‌توان به جلوگیری از وقوع پوسیدگیهای ثانویه، افزایش توان گاز زدن و بهبود عملکرد حس وضعیت^۱ اشاره کرد. مشاهده شده است که بیماران پس از درمان ایمپلنت، شکلی از حس وضعیت و لمس را تجربه می‌کنند. فرضیات متعددی برای توضیح این واقعه ارائه شده است که تمایل منابع کنونی بیشتر متوجه نظریه بونته می‌باشد که در آن فرض بر این است که با تحمیل بار عملکردی و تحریک، عصبدهی مجدد رخ می‌دهد. حس لامسه از نو ایجاد شده همچنین منجر به افزایش قدرت گاز زدن در بیماران می‌شود. با این حال از آنجا که آستانه فعالیت لمس ایمپلنت‌ها سه برابر بالاتر از آن در دندان‌های طبیعی اندازه‌گیری شده است، باید توجه داشت که حس لمس و وضعیت به دست آمده در اطراف ایمپلنت‌ها به همان مقدار یا شدت دندان‌های طبیعی نمی‌رسد.

نرخ موفقیت پارامتری است که نتیجه رویکرد درمانی خاصی را نشان می‌دهد، که ممکن است مثبت یا منفی باشد. این پارامتر به عنوان نوعی نشانگر پیش‌آگهی‌دهنده به کار می‌رود؛ زیرا که مطالعات متعدد با تجزیه و تحلیل نرخ موفقیت رویکردهای درمانی مختلف، نوعی درخت تصمیم^۲ برای روشهای درمانی مربوطه ارائه می‌کنند. مطالعات بسیاری نرخ موفقیت ۹۲-۹۵٪ را برای درمان ایمپلنت دندانی در سناریوهای مختلف گزارش داده‌اند. مشاهده شده است که این نرخ موفقیت، درمانهای ایمپلنتی که در آن بیماران با عوامل مخدوشگر همچون کاشت ایمپلنت پس از شروع مطالعه مواجه بودند را هم در بر می‌گیرد؛ چنین فاکتورهایی در آنالیز نهایی کنار گذاشته می‌شوند. پارامتر نرخ بقا تجمعی^۳ (CSR) مقیاس مناسب‌تری می‌باشد، چرا که هنگام بررسی نرخ شکست، عوامل مخدوشگر را حذف می‌کند. معمولاً پارامتر CSR نسبت به نرخ موفقیت مقادیر کمتری را ارائه می‌دهد، اما به عنوان مقیاسی پیش‌آگهی‌دهنده اعتبار بیشتری دارد. مطالعات اندکی پارامتر CSR ایمپلنت‌های دندانی را مورد بررسی قرار داده‌اند؛ در نتیجه داده‌ها در مورد این مقادیر محدود باقی می‌ماند. حتی با وجود داده‌های فعلی و خرواری از تکنیکها و تجهیزات مختلف، پیش بینی دقیق نتیجه درمان برای هر کدام از تک تک موارد، هنوز قابل دستیابی نیست. عواملی مانند محیط، عاداتها، استرس و پاسخ بیولوژیک منحصر به فرد هر شخص باعث می‌شوند که رویکرد درمان بیشتر شامل احتمالات باشد تا قطعیت. تسلط بر هر کدام از این عوامل ممکن و شدنی نیست،

1- proprioception

2- decision tree

3- Cumulative Survival Rate

شیار به شکل سطحی شیاردار و خشن تغییر کند. هدف از ذکر اصطلاح توزیع بهینه نیرو در اینجا تاکید بر این ویژگی خاص استخوان است که در برابر تنشهای فشاری نسبت به تنشهای مورب، قوی‌تر عمل می‌کند. شیارهای سطحی ایمپلنت، نیروی عمودی همسو با محور ایمپلنت را در جهت عرضی هدایت میکنند تا به شکل (تنش) فشاری بر استخوان اعمال شود. فیکسچرهایی با شیارهای متفاوت از نظر هندسی توسط تولیدکنندگان تجاری، در حالی در سراسر جهان به کار گرفته شده‌اند که هر کدام مدعی این هستند که به دلیل طراحی خاص خود، ایمپلنت‌ها از استئواینترگراسیون بهتر و دوام بالینی بالاتری برخوردار هستند. اشکال مختلف شیارها که تا به حال مورد استفاده واقع شده‌اند شامل طرح‌های چهار گوش (شیار قدرتی)، فیکسچر (شیار V)، قله‌ای^۴، شیار باترس^۵ (اره‌ای)، باترس معکوس، vertical slot، قدرتی گرد و spiralock می‌شوند. مطالعاتی صورت گرفته در باب تراکم تنشها نشان دادند که تفاوتی بین طرح‌های مختلف وجود ندارد؛ این نتیجه گیری همچنین به صورت مستقیم در روال بالینی هم مشاهده شده است.

در منابع علمی ارتباط مستقیمی بین کیفیت استئواینترگراسیون و ابعاد شیارها، در استخوانهای متفاوت از لحاظ تراکم مشاهده شده است. شیارهای بزرگتر، یعنی دارای عمق و فاصله بین شیار^۶ افزایش یافته، در مواقعی که استخوان تراکم کمی دارد، برای مثال حین کاشت ایمپلنت در قسمت پشتی فک بالا و همچنین هنگام کاشت بلافاصله ایمپلنت پس از کشیدن دندان، مفید واقع شده اند؛ و همچنین در مواردی که تراکم ساختار استخوان متوسط یا زیاد است، شیارهای کوچکتر با عمق و فاصله بین شیار کاهش یافته، عملکرد مطلوبی دارند.

مشاهده شده است که پس از بارگذاری تنش، شیارهای میکروسکوپی موجود در سطح قسمت تاجی فیکسچر، موجب حفظ استخوان حاشیه‌ای^۷ اطراف ایمپلنت شده‌اند. حداکثر بارگذاری استخوانی در قسمت کمرستال واقع است، زیرا که بالاترین نقطه تماس ایمپلنت با استخوان می‌باشد. در نتیجه این منطقه در اطراف ایمپلنت، شدیدترین نیروهای وارده را متحمل می‌شود. بنابراین انتظار می‌رود تخریب استخوان حاشیه‌ای تا محل قرارگیری اولین شیار رخ دهد. بکارگیری شیارهای میکروسکوپی موجب می‌شود تا این تنشهای شدید، به صورت عرضی هدایت شوند که در این شرایط،

با این حال می‌توان ایمپلنت را برای سازگاری عملکردی با این شرایط مستعد کرد. بنابراین به منظور مقبولیت همگانی، بیشتر مطالعات سعی دارند ویژگیهای مطلوب ایمپلنت‌های دندان را شناسایی کنند. این امر به دلیل وجود صدها تولید کننده ایمپلنت در کنار بکارگیری انواع مختلفی از روشها برای ساخت ایمپلنت‌ها، دوچندان دشوار شده است. با وجود این ناهمگونی‌ها، عوامل متعددی در منابع علمی معتبر ذکر شده‌اند که شاخصهای یک ایمپلنت دندانی مطلوب را آشکار میکنند. برای شناسایی ویژگیهای مطلوب هر قسمت یک ایمپلنت، در ادامه ضرورت دارد آن را به اجزاء تشکیل دهنده‌اش تشریح کرد.

۱.۲.۱ جوانب طراحی ایمپلنت‌های دندانی: روند فعلی

اصطلاح "ایمپلنت دندانی" تنها به فیکسچری اشاره می‌کند که به استخوان متصل و در آن ثابت می‌شود. سازه فوقانی که از تاج دندان یا هر نوع پروتز دیگری پشتیبانی می‌کند اباتمنت^۱ نامیده می‌شود. می‌توان برای توصیف یک ایمپلنت دندانی درون استخوانی رایج آن را به یک سوم های تاجی، میانی و آپیکال تقسیم کرد. در ابتدا ایمپلنت‌ها به صورت استوانه‌ای شکل، یعنی دارای قطری ثابت از قسمت تاجی تا آپیکال ساخته می‌شدند. در حال حاضر، فیکسچرهای موجود به شکلی ساخته می‌شوند که در یک سوم آپیکال به تدریج باریک شوند، تا از آناتومی مخروطی ریشه یک دندان طبیعی تقلید کنند. این شکل مخروطی همچنین موجب نصب آسانتر ایمپلنت در محل استئوتومی آماده‌شده خواهد شد، در حالی که برای نصب کامل فیکسچری با سطوح موازی (استوانه‌ای شکل) فشار بیشتری نیاز است که به نوبه خود گشتاور چرخشی^۲ بزرگتری بر دیواره آلوفولار اعمال خواهد کرد. در ابتدا نگرانی‌هایی مبنی بر این وجود داشت که شکل مخروطی، مقدار سطح تماس با استخوان را کاهش می‌دهد و در نتیجه، منجر به استئواینترگراسیون^۳ ضعیفتری می‌شود. این نگرانی‌ها زمانی برطرف شد که منابع علمی نشان دادند تفاوت قابل توجهی بین ایمپلنت‌های استوانه‌ای و مخروطی، حتی در استخوانی با چگالی پایین وجود ندارد، در نتیجه می‌توان در هر شرایطی از ایمپلنت‌های مخروطی استفاده کرد.

دو مزیت مهم شیارهای سطحی، یعنی افزایش سطح مقطع عملکردی و کمک به توزیع نیرو به صورت بهینه در استخوان تکیه‌گاه، باعث شده‌اند که سطح ایمپلنت‌ها از شکل صاف و بدون

4- acme
5- buttress
6- pitch
7- marginal bone

1- abutment
2- torque
3- osseointegration

نباشند. مشاهده شده است که در چنین مواردی، ایمپلنتی کوتاه با سطوح خشن نتایج درمانی قابل قبول‌تری فراهم می‌کند. این امری بدیهی است که زمانی استواینتراسیون موفقیت آمیز رخ می‌دهد که بازسازی^۶ استخوان، در طول قسمت برهمکنشی استخوان-ایمپلنت کامل شده باشد. فرایند بازسازی استخوان، وابسته به چگالی استخوان، القاء تنش موثر و حضور یا عدم حضور عوامل مؤثری همچون عفونت، دیابت، سیگار کشیدن، درمان با بیسفسفونات، پرتودرمانی و غیره، معمولاً در حدود ۳-۶ ماه زمان می‌برد. در منابع علمی ذکر شده است که اصلاح سطوح ایمپلنت به وسیله خشن کردن آنها، باعث تسریع سرعت بازسازی و افزایش پایداری اتصال استخوان به ایمپلنت خواهد شد. این مشاهدات منجر به گسترش طیف وسیعی از مطالعات آزمایشگاهی و بالینی شده است که متمرکز هستند بر کشف و/یا اثبات روشی بهینه برای خشن کردن سطح و همچنین بر آنالیز شدتی بهینه از خشونت سطح، که در آن حداکثر اینترگراسیون استخوانی در اطراف ایمپلنت ایجاد می‌شود.

تلاشهایی برای شناسایی و دسته‌بندی سطح خشنی مطلوب به آن معنا که بیشترین اتصال استخوانی را به بار آورد، توسط Wennerberg و همکاران به وقوع پیوست که در نهایت پیشنهاد کردند سطحی با خشونت ۱-۲ میکرومتر، بهترین گزینه برای بهبود استواینترگراسیون می‌باشد. گروه تحقیقاتی، میکروتوپوگرافی سطح ایمپلنت‌ها را مورد بررسی و تحلیل قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که مقادیر Sa در بازه ۱ الی ۲ میکرومتر، پارامتر ارتفاعی مطلوب یک ایمپلنت دندانی هستند. دسته‌بندی آنان از میزان خشونت سطحی ایمپلنت به این صورت است که مقادیر Sa کمتر از ۱ میکرومتر خفیف، مقادیر Sa بین ۱ و ۲ میکرومتر متوسط و مقادیر Sa بیشتر از ۲ میکرومتر خشونت حداکثری در نظر گرفته می‌شوند. این یافته‌ها در سطح میکرومتر هستند و در حال حاضر مشاهده شده است که اصلاحات سطحی خاصی، تغییراتی را در سطح نانومتری نیز اعمال می‌کنند که فرآیند بازسازی را حتی فراتر از قبل تحت تأثیر قرار می‌دهند.

انواع روش‌های اصلاح سطحی برای ایمپلنت‌ها شامل روش‌های افزودنی و کاستنی و گاهی حتی ترکیبی از این دو می‌شوند. روش‌های کاستنی عبارتند از شست و شو با اسید^۷، جریان شدید شن/خاک^۸ و حکاکی با لیزر^۹. انواع روش‌های

استخوان لنگرگاهی به شکل مقاوم‌تری عمل می‌کند. همچنین مطالعات بالینی نشان داده‌اند که تحلیل استخوان کِرسِتال، هنگام استفاده از ایمپلنت‌های دارای شیارهای میکروسکوپی در مقایسه با ایمپلنت‌های دارای سطحی صاف و بدون شیار، کاهش یافته است. علاوه بر شیارهای میکروسکوپی، روشی شناخته شده تحت عنوان تغییر پلتفرم^۱ می‌تواند برای کاهش تخریب استخوان کِرسِتال مورد استفاده قرار گیرد. متد تعویض پلتفرم به طور تصادفی زمانی کشف شد که نصب اباتمنی باریکتر بر روی پلتفرم ایمپلنتی عریضتر، باعث کاهش تخریب استخوان کِرسِتال شد. در حال حاضر در بسیاری از ایمپلنت‌ها باعریض کردن پلتفرم ایمپلنت و نصب اباتمنی هم قطر با بدنه ایمپلنت، از روش تغییر پلتفرم بهره برده می‌شود. بنابراین پلتفرم ایمپلنت عریضتر از بدنه ایمپلنت و اباتمنت می‌باشد و موجب اعمال تأثیر روش تغییر پلتفرم می‌شود. شواهد فعلی نشان می‌دهند که تعویض پلتفرم، روشی مؤثر برای کاهش از دست رفتن استخوان کِرسِتال می‌باشد.

ثابت شده است که قطر و طول ایمپلنت، عواملی هستند که به صورت مستقیم با پایداری فیکسچر ایمپلنت مرتبط می‌باشند. در ایمپلنت‌های قطورتر، به ازای هر ۰.۲۵ میلی‌متر افزایش قطر، سطح عملکردی تا ۲۰۰٪ افزایش پیدا می‌کند. بالعکس، ایمپلنت‌هایی با عرض بیشتر از ۶ میلی‌متر منجر به پدیده‌ای با عنوان حفاظت از تنش^۲ می‌شوند. حفاظت از تنش نتیجه مدول^۳ بالاتر ایمپلنت نسبت به بافت سخت بیولوژیک می‌باشد. این عدم تطابق تحت شرایط بارگذاری، منجر به خمیدگی ویسکوالاستیک استخوان می‌شود؛ در حالی که فیکسچر که محکمتر^۴ است، ثابت و دست نخورده باقی می‌ماند و ممکن است باعث تضعیف برهمکنش استخوان-ایمپلنت شود. با این حال شواهد لازم برای تعیین نرخ وقوع این پدیده حفاظتی در امور بالینی روزمره، وجود ندارد. عدم وجود شواهد ممکن است به این دلیل باشد که ایمپلنت‌هایی با قطر بیشتر از ۶ میلی‌متر در حد ناچیزی به کار می‌روند، زیرا استخوان آلئولار به ندرت به اندازه کافی بزرگ است تا چنین ایمپلنت‌های قطوری را در خود جای دهد. ایمپلنت‌های طویل‌تر به صورت عمیق‌تری با استخوان تکیه‌گاه درگیر می‌شوند و مقادیر بیشتری از تُرک کاشتی^۵ را اعمال می‌کنند. ممکن است مناطق استخوانی ضعیفتر مانند قسمت پشتی فک بالا قادر به جایگذاری ایمپلنت‌هایی با ابعاد بزرگ

- 1- platform switching
- 2- stress shielding
- 3- modulus
- 4- stiff
- 5- Insertion torque

6- remodelling

7- acid etching

8- sandblasting/grit-blasting

9- laser etching

با وجود چنین تأکیدی بر هندسه میکروسکوپی ایمپلنت و اصلاحات سطحی، منطقی‌ست که فرض شود پایداری اولیه ایمپلنت به طور مستقیم با نتایج موفقیت آمیز درمان همبستگی دارد. پایداری اولیه برآوردی از میزان اتصال لنگری استوار^۶ در زمان کاشت ایمپلنت می‌باشد. این معیار به کمک اندازه‌گیری: ترک کاشتی با استفاده از آچار ترک‌متر دستی^۷، مقادیر شاخص پایداری ایمپلنت^۸ با آنالیز فرکانس تشدید (رزونانس)، و اخیراً با مقادیر میکروموشن^۹ که توسط تحقیقات Trisi پشتیبانی شده است، به دست می‌آید. درحالی که پایداری اولیه برای تعیین موفقیت آمیز بودن نتایج پس از مرحله اول جراحی ایمپلنت شاخص مناسبی می‌باشد، مطالعاتی به این نتیجه رسیده‌اند که بین مقادیر ترک کاشتی و ایمپلنت‌های تحت بارگذاری رابطه‌ای وجود ندارد.

این ضوابط برای ایمپلنت‌های دندانی درون استخوانی، به دقت از منابع علمی منتخب جدا و تدوین شده‌اند و ثابت شده که نشانگرهای قدرتمندی برای نتایج درمانی موفقیت آمیز هستند. اما با این حال حضور این عوامل به تنهایی نمی‌تواند درمان قابل اطمینانی را تضمین کند؛ زیرا گذشته از آنها، مهارت جراح در برنامه‌ریزی درمان، ذکاوت و مهارت بالینی، حضور یا عدم حضور عفونت‌های ریشه‌ای یا لثه‌ای و عوامل سیستمیک، نقش مشارکتی چشمگیری در موفقیت آمیز بودن یک درمان ایمپلنت ایفا می‌کنند.

۲,۲,۱ بیومتریال‌ها در ایمپلنت‌های دندانی، چشم‌اندازی تاریخی

مواد مورد استفاده در ایمپلنت‌های دندانی تاریخچه مفصلی دارند، از طلا در ۲۵۰۰ سال قبل میلاد گرفته تا مواد کاربردی پیشرفته به اصطلاح هوشمند در نسل کنونی. استئواینتگراسیون موفقیت آمیز ایمپلنت دندانی به طراحی و مواد سازنده مورد استفاده در آن وابسته است. مواد مختلفی همچون فلزات، سرامیک‌ها، آلیاژها، پلیمرها و شیشه‌ها برای بکارگیری در ایمپلنت‌های دندانی مورد آزمون و آزمایش قرار گرفته‌اند. علاوه بر استئواینتگراسیون، زیست سازگاری و زیست عملکردی^{۱۰} نیز از دیگر شاخصه‌های مهم برای ایمپلنت‌های دندانی در نظر گرفته می‌شوند. کشف عظیم و ماندگار Branemark درخصوص "استئواینتگراسیون" بین تیتانیوم و استخوان خرگوش، تا به امروز معیار و شاخصه مهمی محسوب می‌شود. از آن موقع به بعد تحقیق و پژوهش بر روی مواد مختلف برای ایمپلنت‌های دندانی،

افزودنی هم شامل اسپری پلاسما تیتانیوم^۱، اسپری پلاسما هیدروکسی آپاتیت^۲، اکسیداسیون آندی^۳ و رسوب گذاری سل - ژل^۴ می‌شوند. بهره‌گیری از ترکیبی از روش‌های کاستنی و افزودنی همچون جریان شدید شن همراه شست و شو با اسید و یا جریان شدید شن همراه شست و شو با اسید و رسوب گذاری با پرتو یونیزه، می‌تواند موجب افزایش کارایی شود.

بسیاری از تولیدکنندگان ایمپلنت به جای تکیه بر یک مکانیسم واحد، ترکیبی از روش‌های اصلاح سطحی را به کار می‌برند. نخستین نمونه‌ها از روشهای اصلاح سطحی، اسپری پلاسما تیتانیوم و اسپری پلاسما هیدروکسی آپاتیت بودند. اسپری پلاسما تیتانیوم درحالی منجر به ایجاد سطوحی با خشنونت بالا (مقادیر Ra ۴-۵ میکرومتر) شد که باعث افزایش وقوع مشکلاتی متعدد و تخریب استخوان مارجینال هم می‌شد. اسپری پلاسما هیدروکسی آپاتیت در ابتدا باعث پایداری اولیه‌ای می‌شد ولی درنهایت موجب ورقه شدن پوسته و جدا شدن تدریجی لایه‌ها از هم شد که خود پاسخ ایمنی بدن و جذب^۵ القا شده توسط ماکروفاژ را به دنبال داشت. بنابراین بکارگیری این دو روش متوقف و منسوخ شد و سایر روش‌های فوق‌الذکر برای سطوح ایمپلنت‌های دندانی بهینه سازی شدند. جدول ۱,۱ شامل خلاصه‌ای از روش‌های مختلف اصلاح سطحی‌ست که در مقایسه با سطوح اصلاح نشده منجر به افزایش تشکیل استخوان در مجاورت سطوح ایمپلنت شده‌اند.

جدول ۱,۱ انواع شیوه‌های اصلاح سطحی ایمپلنت‌های دندانی که در حال حاضر مورد استفاده هستند

روش اصلاح سطحی	نام برند ایمپلنت	تولیدکننده
anodic oxidation و Acid etching	TiUnite	Nobel Biocare
sol- dual acid etching, Grit-blasting gel method	NanoTite Prevail	Biomet ۳i
Sandblasting (alumina) و acid etching	SLA	Straumann
Sandblasting (zirconia) و acid etching	ZLA	Straumann
Sandblasting, acid etching و ion beam assisted deposition	NanoTite	Bicon
Sandblasting با resorbable blast media	Ossean	Intralock
Sandblasting (titanium) و acid etching	Osseospeed	Astratech

- 1- titanium plasma spraying
- 2- hydroxyapatite plasma spraying
- 3- anodic oxidation
- 4- sol-gel deposition
- 5- resorption

- 6- rigid anchorage
- 7- manual torque wrenches
- 8- implant stability quotient
- 9- micromotion
- 10- bio functionality

۱.۲.۲.۱ فلزات و آلیاژهایشان

تیتانیوم از زمان معرفی آن در سال ۱۹۸۱ به دلیل دارا بودن خصوصیاتی همچون چگالی پایین و نسبت استحکام به وزن بالا در کنار زیست سازگاری، گزینه‌ای ترجیحی در زمینه ایمپلنت‌های دندانی محسوب می‌شود. یکپارچگی و قابلیت استئواینتگراسیون تیتانیوم کافیهست تا در طولانی مدت، نرخ بقایی بالاتر از ۹۰٪ داشته باشد. دو آلیاژ پرکاربرد تیتانیوم cpTi و Ti-۶AL-۴V (آلیاژ تیتانیوم - آلومینیوم - وانادیوم) هستند که هر دو می‌توانند به آسانی استئواینتگره شوند. Ti-۶Al-۴V به رغم حضور وانادیوم و آلومینیوم، سمیت سلولی^۷ مشابهی با cpTi دارد. آلیاژی که به طور گسترده‌تری مورد استفاده قرار می‌گیرد cpTi است و همان طور که انتظار می‌رود، با هوا یا مایعات بافتی مشارکت کرده و تشکیل لایه اکسید تیتانیوم می‌دهد که آن را در شرایط فیزیولوژیک، بدون وقوع خوردگی و یا تجزیه شدن حفظ می‌کند. جالب است که این لایه اکسیدشده، تعامل ایمپلنت - بافت را برای مثال در مواقع چسبیدن استئوبلاستها هدایت می‌کند و عاملی فوق‌العاده موثر در موفقیت‌آمیز بودن استئواینتگراسیون می‌باشد. با توجه به نقش‌های اساسی مذکور سطوح ایمپلنت در ایجاد زیست سازگاری، واضح است که اصلاحات سطحی از رویکردهایی می‌باشند که بر نتایج فرآیند تأثیر گذار هستند. روش‌های فراوانی برای اصلاح سطح وجود دارند که تقریباً همه آن‌ها سعی دارند بر خشونت^۸ سطح بیفزایند؛ زیرا که این عمل در نهایت رسوب پروتئین‌هایی را تسهیل می‌کند که باعث تشکیل بافت نرم و استئواینتگراسیون می‌شوند. همچنین لازم است برای فهم چگونگی تأثیر ماکروژئومتری ایمپلنت‌های تیتانیومی بر استئواینتگراسیون، بر شاخصه‌هایی همچون نوع شیارها، فاصله بین‌شیاری، عمق شیار و زاویه شیب^۹ توجه شود، زیرا که ماکروژئومتری ایمپلنت‌ها می‌تواند تعادلی بین استرس فشاری و کششی برقرار کند تا حداقل نیروی برشی^{۱۰} ممکن بر ساختمان ایمپلنت اعمال شود. زیرکونیم نیز همانند تیتانیوم نوعی فلز واسطه و دارای ویژگی‌های بیوفیزیکی فوق‌العاده‌ای است. اما با توجه به نرخهای بقا و موفقیتش، پتانسیل آن در ایمپلنتولوژی دندانی نسبت به تیتانیوم کمتر است. در موارد ایمپلنت‌های ظریف که تحت استرس زیادی قرار می‌گیرند از آلیاژ تیتانیوم و زیرکونیم (TiZr۳۱۷) استفاده می‌شود، زیرا نسبت به cpTi دارای ویژگی‌های مکانیکی بهتری همچون کشش^{۱۱} و استحکام^{۱۲} بهبود یافته می‌باشد.

از طریق کشف مواد زیست سازگار و اصلاح مواد با اضافه کردن نقش عملکردی، با پیشرفت پیوسته‌ای آغاز شد.

با وجود دما و pH همواره متغیر و رخ دادن واکنش‌های شیمیایی و فیزیکی مختلف، دوام ایمپلنت‌ها در محیط دهان به عنوان یکی از محیط‌های پویای بدن، با چالشی جدی مواجه شده است. از این رو یک ایمپلنت دندانی مطلوب مستلزم برخورداری از قابلیت‌های زیست سازگاری، مقاومت در برابر خوردگی، مدول کشسانی یکسان با استخوان، استحکام و مقاومت در برابر ساییدگی می‌باشد. چنین خصوصیاتی از مواد دندانی، با عنوان ویژگی‌های توده‌ای^۱ و سطحی دسته بندی می‌شوند. در حالی که ویژگی‌های توده‌ای با استحکام و پایداری مواد سر و کار دارند، ویژگی‌های سطحی از لحاظ استئواینتگراسیون و افزایش طول عمر ایمپلنت حائز اهمیت هستند. هر دو این دسته خصوصیات بر زیست سازگاری مواد منتخب تأثیر گذار هستند. ویژگی‌های توده‌ای ماده مورد استفاده در ایمپلنت شامل: مدول کشسانی که باید با آن در استخوان (۲۰-۱۰۰ GPa) متناسب و مشابه باشد، استحکام کششی^۲ بالا برای پایداری عملکردی، بهبود تنش تسلیم^۳ برای جلوگیری از ترک و شکستگی و بهبود سختی^۴ و چقرمگی^۵ می‌شوند. ویژگی‌های سطحی همچون تنش، انرژی و توپوگرافی سطحی نیز نقش مهمی در موفقیت‌آمیز بودن اتصال میزبان - ایمپلنت ایفا می‌کنند.

عوامل مهم دیگری که بر اساس فرسایش مکانیکی و خوردگی الکتروشیمیایی کارایی ایمپلنت را تعیین میکنند، خصوصیات بیوتریبولوجیک^۶ هستند. چنین تست‌های تریبولوژیکی به منظور فهم چگونگی فرسایش ماده در محیط‌های دهانی حائز اهمیت هستند، زیرا که این موضوعات به طور مستقیم بر موفقیت ایمپلنت تأثیر گذار هستند. در صورت استفاده از فلزات و آلیاژها، لازم است برای اطمینان از نتیجه بخشی ایمن ایمپلنت از نظر بالینی، ایجاد ترک و آزادسازی محصولات و یون‌های ناشی از فرسایش نیز در نظر گرفته شوند. بنابراین، موفقیت‌آمیز بودن ایمپلنت‌های دندانی، بستگی به جوانب مختلفی از ماده مورد استفاده، از ویژگی‌های توده‌ای گرفته تا ویژگی‌های تریبولوژیک، دارد.

مواد مورد استفاده برای ایمپلنت‌های دندانی را می‌توان با تقسیم بندی گسترده‌ای به مواد فلزی و غیر فلزی دسته بندی کرد. مواد فلزی شامل فلزات و آلیاژها می‌شوند که برای اهداف بلندمدت در ایمپلنت‌ها قابل اتکا هستند.

7- cytotoxicity
8- roughness
9- face angle
10- shear force
11- elongation
12- strength

1- bulk
2- tensile strength
3- yield strength
4- hardness
5- toughness
6- bio-tribological

که یعنی ایمپلنت تمایل کمتری به جذب رسوب دارد. همچنین تغییر رنگ مخاطی و عکس العمل ایمنی میزبان که به طور معمول در مورد ایمپلنت‌های تیتانیوم دیده می‌شود را در پی ندارد. هیدروکسی آپاتیت بیوسرامیکی بر پایه کلسیم فسفات می‌باشد که توجهات زیادی را در علوم ترمیمی دندان به خود جلب کرده است. هیدروکسی آپاتیت همان ماده‌ای است که به عنوان سازنده اصلی دندان‌ها و استخوان‌های طبیعی شناخته می‌شود. بنابراین زیست سازگاری فوق‌العاده‌ای دارد و دارای خصوصیات استئواینتگراسیونی قدرتمندی نیز می‌باشد. کاربرد اصلی هیدروکسی آپاتیت در ایمپلنتولوژی دندانی به صورت استفاده از آن به شکل پوششی بر روی مواد ایمپلنتی است که از قبل موجود می‌باشند. این عمل به ایمپلنت اجازه می‌دهد که در عین حفظ انسجام مکانیکی ساختار اصلی خود، سطحی زیست سازگار نیز داشته باشد. همچنین از آنجا که از همان مواد سازنده دندان‌ها تشکیل شده است، تحت تأثیر پویایی^۱ دمنرالیزاسیون و رمینرالیزاسیون دندان‌های طبیعی نیز قرار می‌گیرد. جایگزین بسیار مناسب‌تر هیدروکسی آپاتیت، فلوئور آپاتیت خواهد بود که به طور چشمگیری در برابر دمنرالیزاسیون حاصل از پایین آمدن pH محیط میکروسکوپی دهان، مقاوم است.

۳،۲،۲،۱ پلیمرها

کشف پلیمرهای مصنوعی یکی از مهمترین موضوعات نوآورانه در قرن بیستم بود که انقلابی گسترده در سبک زندگی قرن بیست و یکم ایجاد کرد. اگرچه تاکنون پلیمرهای بسیاری کشف شده‌اند، اما به دلیل عوامل متعددی همچون زیست سازگاری، جمع کشیری از آن‌ها تناسبی با صنعت پزشکی ندارند. در خصوص حوزه ایمپلنت‌های دندانی که استئواینتگراسیون هم در کنار بسیاری از معیارهای کلیدی دیگر برای انتخاب ماده مورد نظر مطرح است، و با در نظر گرفتن خصوصیات استئواینتگراسیونی به خوبی مطالعه شده و مطلوب تیتانیوم، این فلز همچنان جایگاه خود را به عنوان ماده ترجیحی حفظ می‌کند. اما تغییر رنگ و حساسیت‌زایی آن همچنان چالش‌هایی هستند که باید بر آنها غلبه شود. در میان پلیمرهای متعددی همچون PTFE، PSU و PMMA که برای ساخت ایمپلنت‌های دندانی تست شده‌اند، یکی از نوید بخشترین پلیمرهای موجود در صنعت ایمپلنت‌های دندانی پلی‌اتراکتون (PEEK)^۲ می‌باشد. PEEK از ویژگی‌های مطلوب فراوانی برخوردار است و در حال حاضر در صنعت پزشکی در حوزه ارتوپدی و جراحی ستون فقرات هم مورد استفاده واقع شده است. یکی از مشکلات

آلیاژ کبالت-کربن از ۶۰٪ کبالت تشکیل شده است که به منظور افزایش استحکام آلیاژ به آن کربن افزوده می‌شود. کروم نیز مانند تیتانیوم لایه‌ای از اکسید خود را روی سطحش ایجاد می‌کند که منجر به مقاومت در برابر خوردگی می‌شود. از مزایای اصلی آلیاژ Co-Cr می‌توان به مقرون به صرفه بودن آن و ویژگی‌های مکانیکی خاصی همچون مدول کشسانی و استحکام بالا اشاره کرد که ساخت ایمپلنت‌های ظریف با ابعاد کوچکتر را ممکن می‌سازند. لازم به ذکر است از آنجایی که کروم و کبالت آلرژی‌زا هستند، ممکن نیست در پروتزهای ثابت دندانی هم به کار گرفته شوند. آنها در کشورهای اروپایی به طور فزاینده مورد استفاده قرار می‌گیرند و در آمریکا به عنوان جایگزینی برای آلیاژ نیکل-کبالت در در نظر گرفته شده‌اند.

۲،۲،۲،۱ سرامیکها

گرچه فلزات و آلیاژهایشان به ویژه تیتانیوم که دارای خصوصیت استئواینتگراسیونی قابل توجهی می‌باشد، در محیط دهانی مقاومت خوبی از خود نشان می‌دهند، اما محدودیت‌های فراوانی برای پروتزهای مبتنی بر فلز وجود دارد؛ زیرا pH دائما در حال نوسان محیط دهان باعث می‌شود که در معرض شسته شدن و آزادسازی یون‌های فلزی به محیط دهان قرار بگیرند که امکان دارد در برخی افراد منجر به عکس العملی آلرژیک شود. مطالعات گذشته به این نتیجه رسیدند که به طور میانگین ۰،۶٪ از جمعیت مورد آزمایش، واکنشی آلرژیک نسبت به یون‌های فلزی نشان می‌دهند. علاوه بر این پروتزهای تیتانیومی به دلیل رنگ فلزی غالباً مشخص و واضح آنها در کنار بافت مخاطی، از نظر ظاهری جذابیت کمتری دارند. همچنین مطالعاتی بر روی مواردی که در بافت نرم ناحیه اطراف پروتز تیتانیومی تغییر رنگ گزارش شده نیز صورت گرفته است. بدین ترتیب ضرورت نوآوری‌های جدید در علم مواد، برای رویکردهای مبتنی بر فلزات جایگزینی را ارائه کرده است، یعنی سرامیکها. یکی از اولین مواد سرامیکی که به منظور ساخت ایمپلنت‌های دهانی استفاده شد آلومینا بود؛ اما خصوصیات مکانیکی ضعیفش، ضرورت تحقیقات بیشتر در مورد سرامیکها در حوزه ایمپلنت‌های دندانی را آشکار کرد. پیشرفته‌ها و تحولات اخیر نشان داده‌اند که زیرکونیا گزینه‌ای بسیار مناسب از ایمپلنت‌های دندانی مبتنی بر سرامیک می‌باشد. زیرکونیا در مقایسه با تیتانیوم دارای استئواینتگراسیون و خصوصیات مکانیکی فوق‌العاده‌ای است، از این رو همین الان هم در صنعت ایمپلنت مورد پذیرش واقع و به کار گرفته شده است. زیرکونیا همچنین دارای چسبندگی پلاکی و باکتریایی کمتری نسبت به تیتانیوم می‌باشد

1- dynamics

2- PolyEtherEtherKetone

هم در درمان ریشه بهره گرفته شد. علاوه بر این، کامپوزیت‌های حساس به pH که دارای طبیعتی خود درمانگر با عملکرد بالینی بهبود یافته‌ای می‌باشند، به عنوان کامپوزیت‌های پرکننده به خوبی پژوهش شده‌اند. کاربرد سرامیک‌های هوشمند به ویژه زیرکونیا به عنوان تاج‌های دندانی نیز به خوبی مورد مطالعه قرار گرفته است.

در ارتباط با ایمپلنت‌های دندانی، پاسخ هوشمند معمولاً با عامل‌دار کردن^۵ سطوح ایمپلنت مرتبط می‌باشد. جنبه اصلی این عمل، قابلیت آزادسازی ترکیباتی ضد میکروبی مانند فلوراید و آنتی‌بیوتیک، برای جلوگیری از عفونت در حفره دهان می‌باشد. برای این منظور، نانوتکنولوژی به دلیل به دلیل خصوصیات چندگانه‌اش انتخاب اول است. عامل‌دار کردن سطحی مبتنی بر نانوذرات، مزایای خود را در صورتهای متعددی از جمله پایداری دارو، سمیت سلولی حداقلی، آزادسازی پیوسته دارو، بهبود التیام و استئواینترگراسیون بهتر، نشان داده است. پژوهشگران پوششهای ایمپلنتی فعال را به وسیله غنی‌سازی هیدروکسی‌آپاتیت با آنتی‌بیوتیک‌هایی، توسعه داده‌اند. در این مورد آزادسازی پیوسته آنتی‌بیوتیک‌هایی مانند سیپروفلوکساسین و جنتامایسین مشاهده شد. به تازگی شبکه‌های نانولوله‌ای تیتانیا (TNT)^۶ حساس به pH که نانوذرات نقره آزاد می‌کنند نیز گزارش شده‌اند. TNT ها به گونه‌ای طراحی شده‌اند تا هنگامی که pH محیط دهان اسیدی می‌شود، نانوذرات نقره آزاد کنند. اینکه اسیدزایی^۷ و دوام در محیط اسیدی^۸ از مهمترین عوامل و پرولاکسی هستند که موجب پری‌ایمپلنتیت می‌شوند، به خوبی شناخته شده است. چنین خصوصیتی عملاً در جلوگیری از تشکیل بیوفیلما بر روی سطح ایمپلنت‌های دندانی مفید هستند. اگرچه ایمپلنت‌های دندانی حساس به محرک هنوز در مراحل ابتدایی توسعه‌شان هستند، باید توجه داشت که چنین ایمپلنت‌هایی در دراز مدت سودمند واقع خواهند شد. همچنین در هنگام طراحی ایمپلنت‌های دندانی "هوشمند"، فاکتورهایی مانند کنترل عفونت، استئواینترگراسیون و طول عمر باید مورد توجه قرار گیرند.

چکیده و نتیجه‌گیری

ایمپلنت‌های دندانی راهکاری جامع و چند منظوره برای جبران دندان‌های از دست رفته هستند. نوع طراحی و مواد سازنده ایمپلنت، اساس بازبانی موفقیت‌آمیز دندان را تشکیل

رایج در مورد ایمپلنت‌های تیتانیومی، اضافه بار اعمال شده بر استخوان توسط ایمپلنت است که ناشی از پدیده "حافظت از تنش" می‌باشد. علت اصلی این موضوع ناهمسانی مدول کشسانی مواد حاضر در دو سوی ناحیه اتصال ایمپلنت می‌باشد. در مورد PEEK با این مشکل مواجه نخواهیم شد زیرا که خصوصیات مکانیکی مشابه آن با استخوان، احتمال صدمه دیدن استخوان را کاهش می‌دهد. اما PEEK در مقایسه با تیتانیوم استئواینترگراسیون ضعیف‌تری در پی دارد؛ با این حال می‌توان از آن برای تولید کامپوزیت‌ها و یا به عنوان سوبسترای پوشاندن سطحی^۱ استفاده کرد. از این رو به نظر میرسد کامپوزیت‌هایی از جنس PEEK و ایمپلنت‌های پوشیده از آن مدعیان قدرتمندی در آینده صنعت ایمپلنت باشند. مواد سرامیکی ترکیبی^۲ دارای شبکه پلیمری دو واحدی توسط VITA Zahnfabrik, VITA (Germany) و تحت برند ENAMIC به بازار عرضه شده‌اند. امروزه ضرورت چنین مواد ترکیبی که از بهترین خصوصیات هر دو مواد برخوردار هستند حس می‌شود.

۴،۲،۲،۱ بیومتریال‌های هوشمند

تصور و کاربرد دیرینه ایمپلنت‌های دندانی به صورت "منفعَل" با طراحی بیومتریال "فعال" کنار زده شده است. به طور کلی موادی تحت عنوان "فعال" یا "هوشمند" شناخته می‌شوند که در برابر محرک‌هایی، به صورت کنترل شده، تجدیدپذیر و برگشت‌پذیر پاسخ دهند. گستره کاربردی این نوع مواد از لوازم خانگی و قطعات خودروسازی تا کاربردهای پزشکی می‌رسد. ایده مواد "هوشمند"، خود از سیستم‌های بیولوژیک، طبیعی الهام گرفته شده است. اینکه مسیرهای ساده و پیچیده بیولوژیک تحت تاثیر محرک‌های محیطی عمل می‌کنند به خوبی شناخته شده است. همین اصل در طراحی و توسعه مواد هوشمند نیز به کار گرفته می‌شود. در واقع پاسخ "هوشمند"، وابسته به نوع محرک خارجی تعیین می‌شود که ممکن است فیزیکی (نور، میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی، دما و غیره)، شیمیایی (غلظت گونه شیمیایی، تغییر pH، مایعات بیولوژیک و غیره) و یا مکانیکی شامل تنش و کشش باشد. قابلیت بازگشت به حالت اولیه خود، از مهمترین ویژگی‌های چنین مواد هوشمندی می‌باشد. معرفی مواد هوشمند در دندانپزشکی توسط آلیاژهای تیتانیوم-نیکل صورت گرفت که در سیمهای ارتودنسی مورد استفاده قرار می‌گیرند. از خصوصیات ابرکشسانی^۳ و حافظه داری^۴

5- functionalisation

6- titania nanotube arrays

7- acidogenicity

8- aciduricity

1- surface coating

2- hybrid

3- super elasticity

4- shape memory

فصل دوم:

اساس میکروبی عفونت‌های پری ایمپلنتی

۱-۲ مقدمه

با ظهور ایمپلنت‌های دندانی استخوان‌نگره شونده، انقلابی در برنامه درمانی حوزه دندانپزشکی ترمیمی به وقوع پیوست؛ زیرا که آن‌ها در مقایسه با سایر درمان‌های سنتی دیگر، دارای قابلیت بی‌نظیری در بازبانی کارکردهای گازگیری، جوندگی و زیبایی بودند. ایمپلنت‌های دندانی ابزارهای پیچ‌مانندی هستند که به کمک جراحی در استخوان آلوئولار کاشته می‌شوند تا به عنوان جایگزینی برای یک یا چند دندان از دست رفته عمل کنند. ایمپلنت‌های دندانی به منظور بارگیری عملکردی به وسیله عنصری پروتزی، به عنوان رابطی فرامخاطی عمل می‌کنند این امر ارتباط بین بخش درون استخوانی و زیرمخاط پری‌ایمپلنتی و محیط داخل دهانی را میانجی‌گری می‌کنند. به این ترتیب ایمپلنت‌های دندانی در میان ایمپلنت‌های درون استخوانی دیگر ویژگی منحصر به فردی از خود به نمایش می‌گذارند، که همان قرار گرفتن نسبی در معرض محیطی غنی از نظر میکروبی، یعنی محیط دهان می‌باشد؛ که طبیعتاً آن‌ها را در معرض کلنی‌سازی بیوفیلمی قرار می‌دهد. بدین ترتیب همزمان شدن افزایش تعداد ایمپلنت‌های کاشته شده در سراسر جهان با افزایش نرخ کلی عفونت‌های پری‌ایمپلنتی، غیرمنتظره نیست. از آنجایی که انتظار می‌رود ایمپلنت‌های دندانی جایگزین عملکردی دندان‌های طبیعی باشند، گرایشی مبنی بر این وجود دارد که بیماری‌های مرتبط با ایمپلنت‌های عفونی را جزو نابهنجاری‌هایی مشابه با ژینیویوت و پریودونتیت دانست. با این حال همانطور که در این فصل بیشتر به این موضوع پرداخته خواهد شد، از دید اتیوپاتولوژی، اساس این دو گروه بیماری دهانی را نمی‌توان کاملاً یکسان در نظر گرفت. شواهد فزاینده‌ای نشانگر این موضوع هستند که بین اکوسیستم پری‌ایمپلنتی و اکوسیستم طبیعی که در شکاف^۱ لثه‌ای اطراف بافت پریودونتال واقع شده است، تفاوت‌هایی

وجود دارد، که یعنی هر کدام از ساختار میکروبیوتایی منحصربه‌فردی تشکیل شده‌اند. اما ممکن است تغییرات ساختاری در این میکروبیوتا منجر به آغاز چرخه‌ای معیوب^۲ بین دیسبوز میکروبی، تغییرات اکولوژیک و التهاب شود که در نهایت به تخریب بافت‌های پشتیبان ایمپلنت ختم می‌شود. در این فصل عوامل میکروبی و اکولوژیک محرک بیماری‌های پری‌ایمپلنتی، با تمرکز بر جوانب مبتنی بر اجتماعات میکروبی، مورد بررسی قرار می‌گیرند.

۲-۲ جوانب اپیدمیولوژیک عفونت‌های پری ایمپلنتی

دسته‌بندی عفونت‌های پری‌ایمپلنتی بر اساس گستره التهاب ناشی از بیوفیلیم در بافت پیرامون ایمپلنت صورت می‌گیرد. چنانچه التهاب موجود به بافت مخاطی پری‌ایمپلنتی محدود شود، از آن به عنوان پری‌ایمپلنت موکوزیت^۳ یاد می‌شود، در عین حال به شرایطی که التهاب به استخوان زیرین هم گسترش می‌یابد و باعث استئولیز پری‌ایمپلنتی می‌شود، پری‌ایمپلنتیت^۴ گفته می‌شود. تشخیص عفونت‌های مجاور ایمپلنت در وهله اول متکی بر علائم بالینی و رادیوگرافیک است که تغییرات ناشی از التهاب را زیر نظر دارند. بر این اساس از معیارهای تشخیصی برای پری‌ایمپلنت موکوزیت می‌توان به خونریزی حین پروبینگ (BOP)^۵ اشاره کرد، اما در عین حال از دید رادیوگرافیک، علائمی مبنی بر تخریب استخوان کرسنال فراتر از ریمودلینگ اولیه دیده نمی‌شوند. بالعکس نکته اصلی در تشخیص پری‌ایمپلنتیت، وجود شواهد رادیوگرافی مبنی بر استئولیز است، که معمولاً به صورت کاستی کرسنال و به شکل “بشقابی متقارن”^۶ در مجاورت ایمپلنت ظاهر می‌شود. از

۲- vicious cycle: زنجیره پیچیده از رویدادها است که خود را از طریق یک حلقه بازخورد تقویت می‌کند و نتایج زیان‌باری را با حفظ وضع موجود به عمل می‌آورد.

3- peri-implant mucositis

4- Peri implantitis

5- bleeding on probing

6- saucer-shaped

1- crevice